

Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola és
Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola

Az elektromyogramm számítógépes értékelése

Illyés Sándor, Tóth János és Molnár Ervin

Az utóbbi években az elektromyogramm értékelésére egyre szélesebb körben alkalmazzák a számítógépet.

Az eddigi tapasztalatok és eredmények biztatóak, várható, hogy a számítógép alkalmazása ezen a területen is új perspektívákat nyit meg az experimentális és a diagnosztikus munka számára.

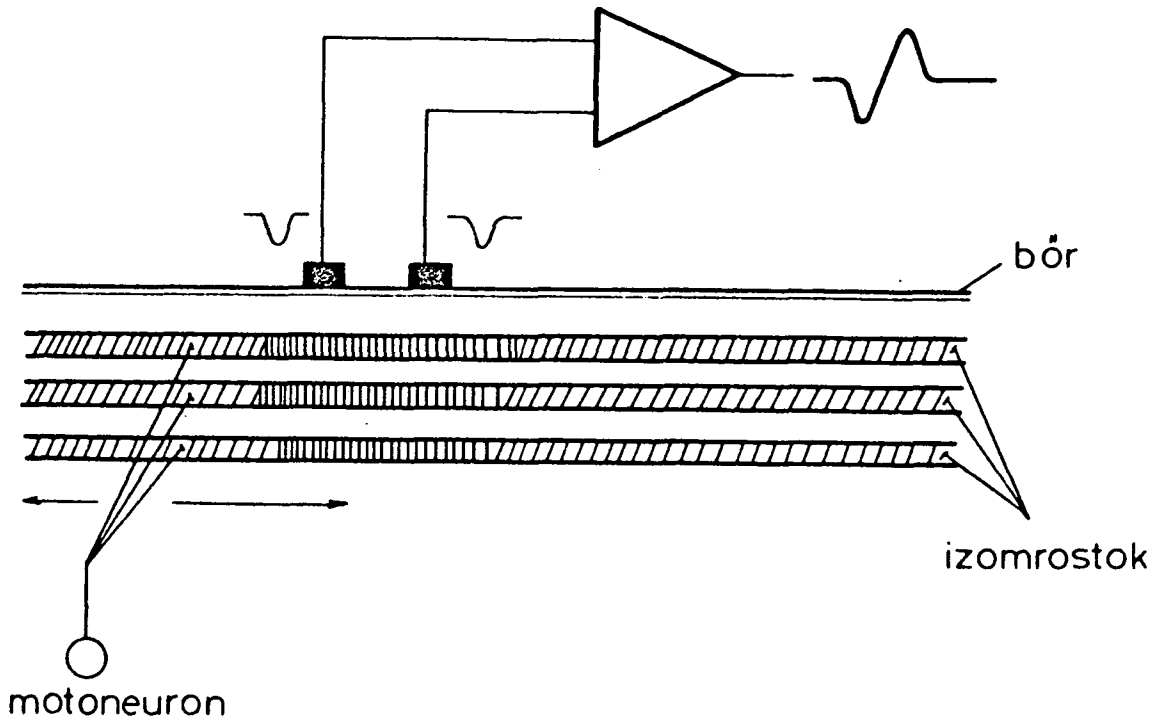
Napjaink szakirodalmában azonban még az utkeresés gondjai tükröződnek, és a számítógéppel nyerhető új eredmények bemutatása mellett jelentős helyet foglalnak el a számítógépes feldolgozás metodikai problémái is. A számítógép alkalmazása jelenleg nemcsak a jelfeldolgozás régi problémáit oldja meg, hanem számtalan új metodikai kérdést is felvet. Bár ezek megválaszolására a felhasznált számítógépek teljesítő képességétől és kiépítettségétől függően különböző lehetőség adódik, a megközelítési módokban néhány közös vonás már kezd kidomborodni.

A jelen dolgozatban összefoglaljuk az irodalomban közölt számítógépes eljárások főbb elveit és saját korábbi metodikai kísérleteink tapasztalatait.

1. Az elektromyogramm

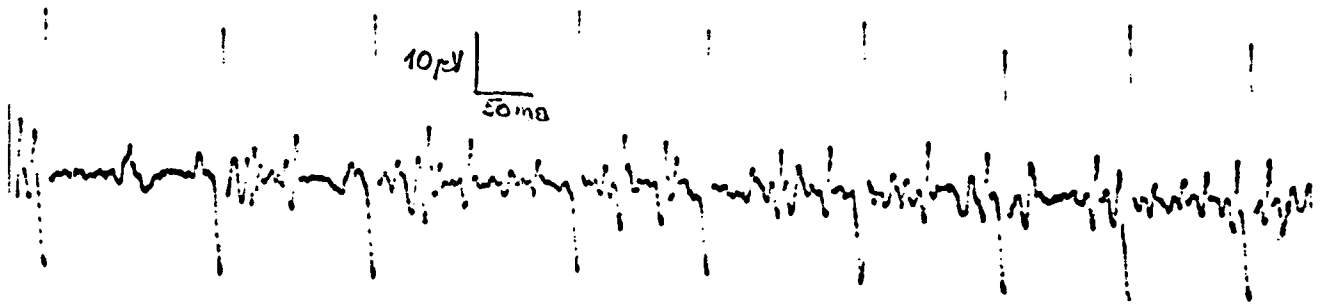
A feldolgozandó elektromyográfiai jel leggyakoribb formája a motoros egység potenciál.

A motoros egység egy motoneuron, a motoneurontól az izomrostokig futó idegrostok és az idegrostok által beidegzett nagyszámu izomrost funkcionális, működési egysége (1. ábra).



1/a. ábra

A motoros egység vázlata és a motoros egység potenciál kialakulása bipoláris elektróda elrendezéssel



1/b. ábra

Motoros egység potenciál jelsorozat. Az ábrán egy nagy amplitudójú és több kisebb amplitudójú motoros egység potenciál látható. A nagy amplitudójú egység folyamatosan működik, a kisebb amplitudójú egységek működése szabálytalan

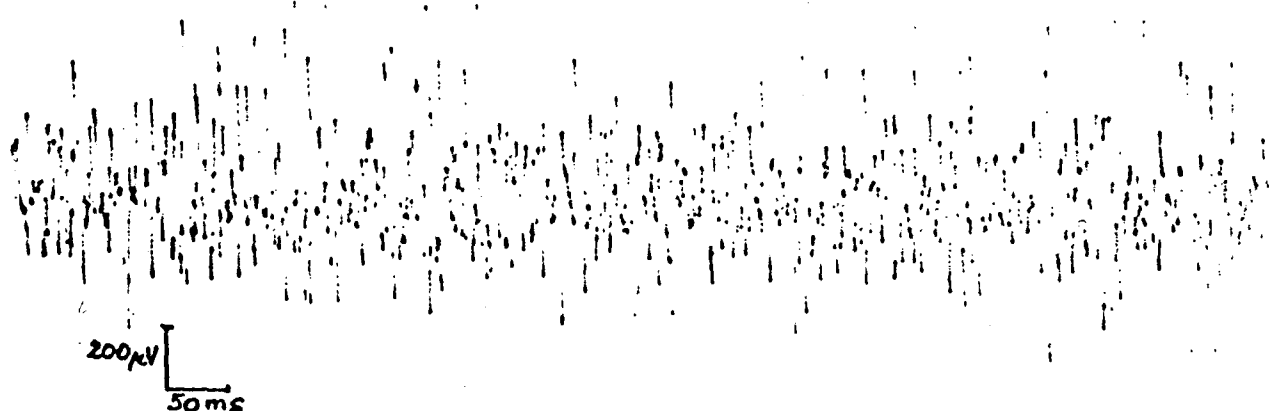
A motoneuron kistulése, ingerületi állapota végig terjed az idegroston, majd az idegrost végén szerteágazva kisebb-nagyobb idői késéssel ráterjed az izomrostokra és ingerületbe hozza a motoneuronhoz tartozó izomrostokat. Az izomrostok ingerületi állapota az idegrosttal való érintkezés helyétől végigfut az izomrost két vége felé 1.5 - 5 m/sec-os sebességgel.

Az izomrost ingerületben lévő része az izomrost külső fel-színén negatív töltésűvé válik, a környező szövetekhez, illetve az izomrost más részeihez viszonyítva. Az izomroston végigfutó ingerületi állapot tehát leegyszerűsítve egy negatív töltéshullámnak fogható fel. A környező szövetek vezetőképességétől függően az izomrost negatív állapotban lévő része és a környező részek között töltésáramlás indul meg, s a negatív töltéshullám előtt, illetve után pozitív töltésű részek alakulnak ki. Ezért finomabb elemzéssel az izomrost ingerületi állapotáról háromfázisu elektromyográfiai jel nyerhető. A jel első fázisa kis amplitudójú pozitív hullám, a jel középső fázisa nagy amplitudójú negatív hullám és a jel befejező fázisa ismét kis amplitudójú pozitív hullám. Ha ezt az elektromos potenciál változást két olyan elektróddal vizsgáljuk, melyek mindegyike egyidőben van bent ebben a potenciál mezőben, akkor bipoláris elvezetésről beszélünk. A bipoláris elektróda a potenciál mező két pontja közötti potenciál különbség elvezetésére alkalmas. Monopoláris elvezetésnél csak az egyik elektróda helyezkedik el a potenciál mezőben, a másik elektróda a test valamilyen semleges pontjára kerül. A monopoláris elektróddal az ingerületi állapottal együttjáró potenciál változások egyfázisu negatív jel, kétfázisu negatív-pozitív, vagy pozitív-negatív jel, vagy háromfázisu pozitív-negatív-pozitív jel formájában vezethetők el. A bipoláris jel leggyakrabban kétfázisu, de többfázisu jelek is előfordulhatnak (17).

Az egy motoros egységhez tartozó izomrostok az izomban közel helyezkednek el egymáshoz. Mivel ezeknek a rostoknak a felszínén nagyjából egyidőben azonos potenciál változások játszódnak le, ezek a potenciál változások összegeződnek. Az azonos motoros egységhez tartozó izomrostok nagyjából egyidejű akciók potenciáljaikból alakul ki az elektromyográfia leggyakrabban vizsgált elektromos jele, a motoros egység potenciál (3).

Megfelelő kísérleti feltételek mellett a motoros egység potenciál elemei jelei az egyes izomrostok izolált akciós potenciáljai is elvezethetők (10,22,38).

Ha több motoneuron sül ki egyidőben és az egymás mellett elhelyezkedő izomrost csoportokon kisebb-nagyobb időbeli eltéréssel alakulnak ki ingerületi állapotok, illetve tovaterjedő potenciál mezők, akkor ezek a potenciál mezők interferálódnak és az elektródák az interferencia eredményeképpen kialakuló potenciál értékeket vezetnek el. Az így nyert elektromyográfiai jel az interferencia görbe, amely több, időben érintkező motoros egység potenciál kölcsönhatásából alakul ki (2. ábra).



2. Számítógépes eljárások az elektromyogramm értékelésére

a.) Izomrost potenciálok.

Gath és Stalberg (12) módszere a fotoregisztrálást, a manuális és a számítógépes feldolgozást összekapcsolja. Az eljárás során $25 \mu\text{m}$ átmérőjű tülelektrodákkal vezetnek el egyes izomrostok akciós potenciáljait, majd ezeket egy tároló oszcilloszkóp képernyőjén egyenként lefényképezik. A fényképeket felnagyítják és a jel amplitudó értékeit $10 \mu\text{secundumonként}$ (100.000 Hz-es mintavételezéssel) manuálisan lemérik. Az így kapott adatokat lyukkártyára viszik és számítógépen dolgozzák fel. Gath és Stalberg (12) dolgozatukban 12-15 jel alapján megállapított adatokat közölnek.

b.) Motoros egység potenciálok.

A potenciál alak kvantifikálása Gath és Stalberg (12) módszerével igen időigényes és ezért ez a módszer nagyszámu kísérleti adat feldolgozására nem alkalmas.

A számítógépes feldolgozás előnyei akkor jelentkeznek, ha az analóg jelet nem manuálisan, hanem gépi uton digitalizálják, és a digitalizált jelet gépi uton viszik be a számítógépbe. Bár ezek a lépések ma már rutin eljárásoknak számítanak, a humán operátor jelértékelő szerepének átruházása a számítógépre az elektromyográfiai jelek feldolgozásakor jelenleg még komoly nehézséget jelent.

Ennek oka elsősorban az, hogy az elektromyogramm többnyire nem egy motoros egység potenciál periódikusan ismétlődő jelsorozatából áll, hanem több motoros egység potenciál jelsorozatából, vagy pedig egy ismétlődő motoros egység potenciál és egy változó interferencia komponens összegeztet jeléből.

Az egyes motoros egység potenciál alakok felismerése, azonosítása és megkülönböztetése a papíron regisztrált analóg jelen rátekintéssel viszonylag egyszerű. A megfigyelő szimultán képet kap egy hosszabb analóg jelgörbéről és a görbét jelentéssel rendelkező egységekre, alakokra tagolja a vizuális észlelés törvényszerűségei szerint.

A számítógép számára a legnehezebb feladat ennek az emberi teljesítménynek a leutánczása, a "minták", "jelalakok" felismerése a potenciál görbe ismétlődő variációiban.

A motoros egység potenciál maximum 20-25 msec hosszú jelalakját digitalizálás során többszáz pontra bontják. Az egymás után következő motoros egység potenciáloknál a jel ugyanazon időpontjain mért amplitudó értékek szóródást mutatnak és az egyes pontokon mért ingadozások egymástól függetlenek. Ezért ugyanannak a motoros egységnek az elektromos jele minden ismétlődéskor kisebb-nagyobb módosulással jelenik meg.

Az analóg jelgömben változó alakkal és nem teljesen szabályos időközönként visszatérő motoros egység potenciálok felismerésére többféle eljárás alakult ki.

Bergmans (4,5,6,7,8) eljárása több lépésben oldja meg a motoros egység potenciál felismerését. A program az első lépésben az A/D konvertálás után amplitudó komparálást végez, és a jelsorozatból kiválasztja a beállított komparálási szintnél nagyobb amplitudójú jeleket. A következő lépésben a kiválasztott jelekből hatos csoportokat képez és mindegyik csoportban az első jelet egyenként összehasonlítja a következő öttel. Ha az öt között az első jellel megegyező jelet talál, akkor ebből a két jelből átlagot képez és a továbbiakat ehhez hasonlítja. Ha az összehasonlításkor valamennyi jel eltérőnek bizonyul, akkor ezek a jelek a további feldolgozásból kiesnek.

A következő lépésben a program azokat a motoros egység potenciálokat, amelyekből az egy hatos csoportban legalább két azonosat sikerült találni, tárolja. A tárolás külön szempontja az, hogy csak a korábban tároltaktól eltérő motoros egység potenciál pár kerül tárolásra. Öt motoros egység potenciál tárolása után ezek megjelennek az oszcilloszkóp ernyőjén, ahol a vizsgáló ellenőrzi az előző lépéseket és egyenként eldönti, hogy a kijelölt potenciál alak további feldolgozásra alkalmas-e. További feldolgozás során a kijelölt potenciáloknál a számítógép leméri ezek időtartamát, amplitudóját, fázisainak és csúcseinak számát és az indító fázis polaritását.

Magora és Gonen (28) ettől eltérő módszere azon a feltevésen alapul, hogy meghatározott kisülés számon (30-50) belül a motoros egység potenciálok állandó időközökkel követik egymást. Ezért, ha a jelsorozatból az ismétlődési frekvenciának megfelelő frekvenciával (kb. 30-70 Hz) emelünk ki jelszakaszokat, akkor ezzel automatikusan izolálunk kb. 5-20 azonos motoros egység potenciált a többi jeltől. Ezeknek az izolált mintáknak a kiátlagolásával vizsgálhatóvá válik a motoros egység potenciál jelalakja. Gath (11) eljárása rokonságot mutat Magora és Gonen (28) módszerével. Gath is abból indul ki, hogy az egymás után következő potenciálok szabályos időközzel követik egymást, azonban ezt az intervallumot Magorától és Gonen-től eltérően nem állandónak, hanem normál eloszlású valószínűségi változónak tartja. Ennek alapján arra dolgoz ki eljárást, hogy meghatározott időintervallum ablakkal vegyen mintát a jelsorozatból. Módszere szimulációs helyzetben a jelek 80 %-ának helyes kiválasztását biztosította. Gath (11), valamint Magora és Gonen (28) eljárás-

sa a motoros egység potenciálokat nem jelalakjuk, hanem megjelenésük időpontjának valószínűsége alapján próbálja kiválasztani a jelsorozatból. E módszerek előnye a humán operátor szerepének teljes kiiktatása, hátrányuk viszont a motoros egység potenciálok kiválasztásában jelentkező bizonyos mértékű pontatlanság.

Lee és White (24) eljárásában újra jelentős szerep jut a humán operátornak. Az eljárás első lépésében a számítógép 40 msec-os mintát vesz azokból a jelekből, amelyek pozitív vagy negatív csúcsa az alapvonalhoz viszonyítva $100 \mu V$ -nál nagyobb. A következő lépésben az így izolált 40 msec-os szakaszon a számítógép megkeresi a jel kezdetét és végét, majd leméri a jel időtartamát, valamint csúcstól-csúcsig terjedő amplitudóját. A jel kezdetének 0,6 msec alatt $20 \mu V$ -os, végének pedig 1,6 msec alatt $4 \mu V$ -os potenciál változás a kritériuma. Nyolc jel kezdetének és végének bejelölése után a jelek képernyőn jelennek meg és a vizsgáló ellenőrzi, hogy a jel valóban motoros egység potenciál-e, és a jel végpontjainak bejelölése megfelelő-e. A számítógép ezután 30-50 megfelelőnek talált jel amplitudójának és időtartamának átlagát és szórását számítja ki és kirajzolja ezeknek az adatoknak a gyakorisági megoszlását. Ennél az eljárásnál nem követelmény az, hogy ugyanannak a motoros egységnek 30-50 potenciálját átlagoljuk, ezért az összesítendő motoros egység potenciálok jelalakja igen eltérő is lehet.

Prochazka és mtsai (39) módszere négy különböző jelalak egyidejű vizsgálatát és elkülönítését teszi lehetővé. Az értékelés első lépésben a vizsgáló négy különböző motoros egység potenciál jelalakot jelöl meg a képernyőn lassan futó jelsorozatban, megadva a jelek kezdőpontját. A következő lépésben a számítógép a jelsorozat minden részét összehasonlítja a kiválasztott négy mintával és meghatározott szintű megegyezés esetén megállapítja az azonosságot. Az azonosnak talált jeleket folyamatosan átlagolja és így a négy minta jelalak egyre tipikusabbá válik. A számítógép a feldolgozás során folyamatosan méri és rögzíti az azonosnak talált jelek között eltelt időt. Az idők folyamatos kiírásakor a számítógép visszahívja a képernyőre azokat a potenciálokat, amelyeket a négy mintával nem sikerült azonosítani, és ezekben az esetekben a vizsgáló a vizuális összehasonlítással végzi el a besorolást vagy a kizárást.

c.) Az interferencia görbe.

Az interferencia görbe vizsgálatának diagnosztikus jelentősége a klinikai elektromyográfiában kevésbé tisztázott, mint a motoros egység potenciálok vizsgálatának diagnosztikus értéke. Az előzőekben láttuk, hogy a megalapozó fiziológiai folyamatokról a motoros egység potenciál amplitudója, időtartama, gyakorisága hordozza a legtöbb információt. Ezeknek az adatoknak a diagnosztikus jelentőségét Norris (37) táblázatával szemléltetjük (1. táblázat).

A szakirodalomban nincs egységes felfogás arról, hogy az interferencia görbe mely paramétereinek elemzésével lehet fiziológiai szempontból fontos információkhoz jutni.

Legegyszerűbb az interferencia görbe, görbe alatti területének integrálással képzett ún. integrált elektromyogramm értékeinek a kiszámítása. Ezek az értékek szoros összefüggést mutatnak az izom aktuális összehúzóerővel, az izomerő kifejtés szintjével és az izomrövidülés sebességével.

Az integrált elektromyogramm képzése számítógép nélkül is megoldható, ezért a számítógépes feldolgozásoknál a kutatók ezen túlmenően más paraméterek kimunkálására is kísérletet tettek.

Magora és Gönen (29,30,31) szerint az interferencia görbe csúcsai az interferencia görbében összesződő motoros egység potenciálokra utalnak. Eljárásukban ezért az interferencia görbe $50\mu\text{V}$ -ot meghaladó pozitív részein megkeresik a görbének azt a pontját, ahol átlépi a nullvonalat, illetve ahol a negatív tartományba tér vissza. Ezen a szakaszon leszámoltatják a csúcokat, mivel az a patológias állapot jellemzője lehet. Hirose és Soube (14) az interferencia görbe $100\mu\text{V}$ -nál nagyobb maximum és minimum csúcsait tekinti a feldolgozás szempontjából fontosnak. A maximum pontot és a következő minimum pontot potenciál egységnek definiálják és számítógépes eljárással mérik ezeknek az egységeknek a számát, amplitudóját és a köztük eltelt időt.

Kopéc és mtsai (23) kettős komparálással határozták meg az interferencia görbéből elkülönítendő egységeket. A görbe azon részein, ahol a görbe a $100\mu\text{V}$ -os komparálási szintet átlépte, gépi uton bejelölik az ezt megelőző és az ezt követő $20\mu\text{V}$ -os szint átlépés helyét,

	A motoneuron degenerációja	Neuropátia	Gyulladásos miopátiák	Izom disztrófia	Mioton disztrófia	Miaszténia grávisz
1. Redukált interfe- rencia minta	96 %	100 %	4 %	4 %	0 %	0 %
2. A motoros egység po- tenciál időtartamának rendellenessége +/	növekedés 76 %	növekedés 77 %	csökkenés 100 %	csökkenés 86 %	csökkenés 73 %	csökkenés 30 %
3. A motoros egység po- tenciál amplitudójá- nak növekedése	65 %	50 %	0 %	0 %	0 %	0 %
4. Bizarr motoros egység potenciálok	hosszu 90 %	95 %	rövid 80 %	rövid 82 %	rövid 100 %	rövid 100 %
5. Abnormális inzerációs aktivitás	68 %	86 %	80 %	27 %	100 %	0 %
6. Fibrilláció	68 %	86 %	68 %	18 %	/miotonia/	0 %
7. Pozitív denervációs potenciál	21 %	36 %	0 %	0 %	0 %	0 %
8. Abnormális szinkro- nizáció	100 %	50 %	0 %	0 %	0 %	0 %

+/ 20 motoros egység átlagértéke a normális átlagértéknél 10 %-kal nagyobb vagy kisebb.
Humphrey és Shy /1962/ 159 esete alapján.

1. táblázat

és e két pont közötti időtartammal azonos hosszúságú négyszögjelet képeznek. Ezen a szakaszon külön leszámoltatják a $40\mu\text{V}$ -nál nagyobb amplitudójú polaritás változásokat is. A gépi uton előállított időtartam és amplitudó váltás adatokat számítógép segítségével dolgozzák fel.

Az interferencia görbe legsokoldalubb számítógépes értékelésének módszerét Grieve és Cavanagh (13) dolgozta ki.

Eljárásuk első fázisában a digitalizált görbét időegységenként átlagolták és az alapvonal ingadozásait követő alapvonalat képeztek. Ezután az alapvonal mindkét oldalán feldolgozták a görbe és az alapvonal közti terület integrált értékeit. Ezzel egyidőben a görbe $35\mu\text{V}$ -os amplitudónál nagyobb amplitudójú szakaszain leszámoltatták a görbe pozitív-negatív, illetve negatív-pozitív fordulópontjainak számát és mérték minden fordulópont alapvonalhoz viszonyított amplitudóját. A fordulópontokat, amplitudókat és integrált elektromyogramm értékeket másodpercenként összegezték, és számítógépes feldolgozással vizsgálták e három mérőszám kapcsolatát.

Az interferencia görbe kialakulásának jobb megértését szolgálják Lee és mtsai (25), valamint Agarwal és Gottlieb (1) vizsgálatai, melyekben a számítógépes feldolgozás lehetőségei már erősen érvényre jutnak.

Lee és mtsai (25) azt a helyzetet elemezték, amikor a motoros ideg egyszeri elektromos ingerlésével egyidőben sok motoros egységen alakul ki potenciál és ez a nagyszámu, csaknem egyidejű potenciál összegeződik. Mivel a különböző motoros egységeket beidegző motoros rostok vezetési sebessége eltérő, az egyszeri elektromos ingerlés által kiváltott ingerületi hullám kisebb-nagyobb idői késéssel éri el az izmot és váltja ki az egyes motoros egységek potenciáljait. Minél nagyobb a motoros egység potenciálok kiváltásának időbeli szóródása, annál hosszabb lesz a belőlük összegeződő közös potenciál időtartama. Lee és mtsai (25) a különböző idői késéssel kialakuló motoros egység potenciálok összegeződését számítógéppel szimulálták és jó megegyezést találtak a szimulált és az empirikus értékek között.

Agarwal és Gottlieb (1) a motoros egység potenciál jellemző jelalakját és ismétlődési idejét figyelembe véve 5-60 motoros egység egyidejű működését szimulálva számítógép segítségével szintetikus interferencia görbét állított elő. A szintetikus görbe Fourier elemzése jó megegyezést mutatott a regisztrált interferencia görbe Fourier elemzésével.

d.) A simaizom elektromos tevékenysége.

A simaizmok működését az eddig tárgyaltaktól lényegesen eltérő kevésbé ismert elektromos potenciál változások kísérik. Ezen a területen ezért úttörő jelenségnek számít Doyle és mtsai (9) kutatása, akik a hólyag és a végbél záróizom kontrakciójakor keletkező elektromos jelek frekvencia spektrumát elemezték számítógép segítségével.

3. Saját számítógépes eljárásaink

Módszereink kidolgozását két évvel ezelőtt kezdtük meg és első tapasztalatainkról 1974 őszén számoltunk be (16).

Eljárásaink négy körülmény figyelembe vételével készültek.

a.) a módszerek TPAi kisszámítógép adottságaihoz igazodtak és a hozzá csatlakozó rendszer aktuális kiépítettségét vették figyelembe,

b.) valamennyi eljárással pszichofiziológiai kísérletekben ép kísérleti személyekről elvezetett elektromyográfiai jelek feldolgozását kívántuk megvalósítani,

c.) a feldolgozásra kerülő elektromyográfiai jelek döntő többségét felszíni elvezetéssel nyertük, ezért a jelsorozat frekvencia komponensei alacsonyabbak voltak, mint a tüelvezetéssel kapott jelek frekvencia komponensei,

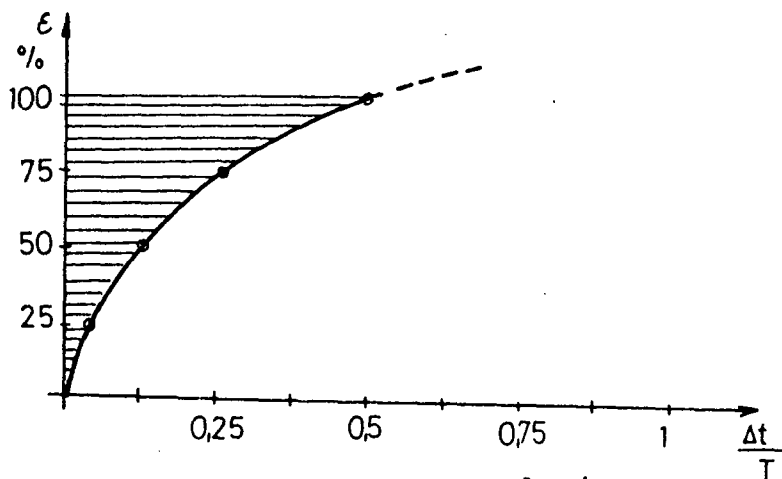
d.) az alakfelismeréssel szemben támasztott követelményeket jelentősen csökkentettük azáltal, hogy biofeedback módszerrel olyan felvételeket készítettünk, amelyek csak egy motoros egység potenciál jeleit tartalmazták, vagy amelyeken a domináns motoros egység potenciál jelsorozat és a háttértevékenység viszonya a feldolgozás szempontjából kedvező volt (15).

Az elektromyográfiai jelek közül legtöbbet foglalkoztunk a motoros egység potenciál vizsgálatával.

Kiinduló lépésként alapprogramot dolgoztunk ki, amely a motoros egység potenciál három fő paraméterének a csucstól-csucsíig mért fel- és lefutó amplitudóknak, a csucstól-csucsíig mért fel- és lefutási időknak, valamint az egymást követő maximumok és egymást követő minimumok közti időknak mérését biztosította (16).

Módszerünk kidolgozásakor külön foglalkoztunk a mintavételezési gyakoriság és zajkorlát meghatározásának szempontjaival (16, 18).

A mintavételi gyakoriság akkor megfelelő, ha a statisztikai értékelés becsült hibája nem nagyobb 1 %-nál. A becsült hiba jelleggörbáját a 3. ábra mutatja be.



3. ábra

$$\epsilon \approx \sqrt{\frac{1}{f_f \cdot T}}$$

$$\Delta t < \frac{1}{2 f_f}$$

$$\epsilon > \sqrt{\frac{2 \Delta t}{T}}$$

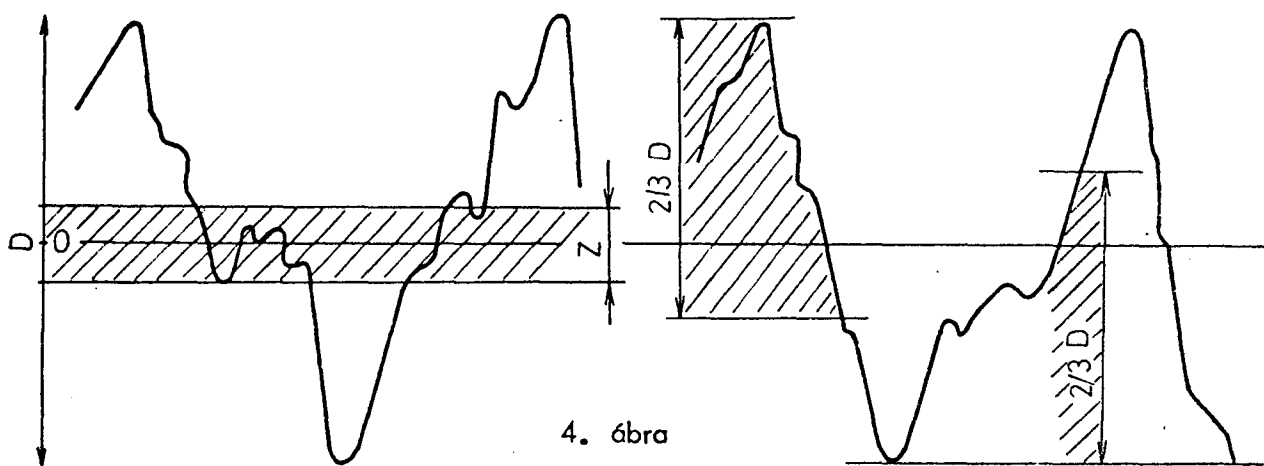
Feltételezve, hogy a vizsgált jelből szűrővel eltávolítjuk a 300 Hz feletti összetevőket, és $\Delta t = 1$ msec-os mintavételi gyakoriságot alkalmazunk, az 1 %-os alsó hibakorlát eléréséhez 5 sec-os vagy ennél hosszabb szakasz értékelése szükséges. Ezt figyelembe véve 8 sec hosszúságú jelsorozatokot értékeltünk.

Foglalkoztunk annak az alapvonal környezetében huzódó zajsávnak a meghatározásával is, amelyen belül előforduló csucsokat a maximum és minimum pontok keresésekor figyelmen kívül a-

kartuk hagyni. Ennek a sávnak a kijelölésére kétféle zajkorlátot vezetünk be.

Az egyik a korábban ismertetett eljárásokban alkalmazott amplitudó diszkrimináció elvén működő statikus zajkorlát, amely a nullvonalhoz képest fixen rögzített.

A másik, az általunk bevezetett új dinamikus zajkorlát, amely együtt mozog a mérési adatokkal és az aktuális maximum és minimum pontoktól függően jelöli ki a feldolgozás szempontjából letiltott sávot (4. ábra).



4. ábra

A zajkorlát értékek minden jel feldolgozásakor külön meghatározhatók. A megfelelő zajkorlát megválasztásához a feldolgozandó jel dinamikáját kell figyelembe venni. Korábbi ellenőrző vizsgálatainknál a teljes dinamika $2/3$ -ára választott zajkorláttal kaptuk a legjobb eredményt (41,21,42,47).

A motoros egység potenciál paramétereit vizsgáló alapprogramunkkal a fáradtság hatását elemeztük a motoros egység potenciál jelalakjára. Több kísérleti személynél ugyanannak a motoros egységnek 10-15 perces folyamatos működtetése közben az 1., 5., 10. és 15. percben 30 mp-es szakaszon előforduló motoros egység potenciálok paramétereinek gyakorisági eloszlását vizsgáltuk meg. A kapott eloszlások nem utaltak a fáradtság hatására (46,43).

A motoros egység potenciál paramétereit vizsgáló alapprogram továbbfejlesztéséről a jelen kollokvium egyik következő előadásában számolunk be. (Molnár E., Tóth J., Illyés S.: A motoros egység potenciál paramétereinek összehasonlító számítógépes elemzése.)

A motoros egység potenciál tipikus jelalakját egy másik eredményesnek bizonyult megközelítéssel, a jelalak átlagolásával is megpróbáltuk megismerni (44).

Átlagoló eljárásunk jelenlegi formáját szintén a kollokviumon elhangzó egyik későbbi előadásunkban ismertetjük (45).

A teljesen vagy jól kivehetően elkülönülő motoros egység potenciálokat tartalmazó jelsorozatok feldolgozására két speciális programot is készítettünk.

Az előző eljárásoknál a feldolgozandó jelek detektálását nem kellett gépi uton megoldani, mivel a felvételek a feldolgozandó jelek mellett csak kismértékű háttértevékenységet tartalmaztak (1. ábra).

Első speciális programunkkal ezért azt vizsgáltuk meg, hogy egy háttértevékenységgel erősebben elfedett motoros egység potenciál jelalak gépi uton szisztematikusan felismerhető-e?

Mintafelismerő algoritmusunk lényege a korrelációs együtthatóhoz hasonlóan definiált hasonlóság-mérték volt. A vizsgált jelsorozatból kiválasztottunk egy motoros egység potenciált tartalmazó 20-50 msec-os szakaszt, majd ezt a szakaszt referenciának tekintve kiszámítottuk a teljes felvétel egyes szakaszai és a referencia-minta közti hasonlóság mértékét. A számolást a teljes, digitalizált jelsorozaton pontonként elcsusztatott szakaszhatárokkal végeztük. Ha a kapott hasonlóság mérték (ami a korrelációs együtthatóhoz hasonlóan normált és $-1 - +1$ zárt intervallumba eső értékeket vehet fel) szignifikánsan egy közelébe esett, akkor a felvétel adott szakaszát és a referencia mintát hasonlóknak tekintettük. Ez az eljárásunk a motoros egység potenciál zajos felvételeken történő detektálására, valamint a detektált jel jellemző időbeli és amplitúdó adatainak meghatározására alkalmas. Hátránya viszont a rendkívül nagy futásidő igény (33,34).

Második speciális programunkkal a motoros egység potenciál sorozat frekvencia spektrumát elemeztük. Ezzel a feldolgozással főleg metodikai jellegű kérdésekre kerestük a választ.

A vizsgálathoz 5-500 Hz, 5-1000 Hz és 5-5000 Hz-es szűrőállások mellett felvett azonos jelsorozatokot dolgoztunk fel. Minden felvételt 250, 500, 1000, 2500 és 5000 minta/sec-os mintavételezéssel digitalizáltunk. A motoros egység potenciálok teljesítmény spektrumának feldolgozására FOURIER-értelemben vett hagyományos soros működésű programot készítettünk.

A számítógépes frekvencia spektrum elemzéssel megállapítottuk, hogy a diszkrét Fourier felbontás akkor alkalmazható elektro-myográfiái jelek vizsgálatára, ha a mintavételi frekvencia a beiktatott felülvágó szűrő törési frekvenciájának többszöröse (4-5), ha azonos műszerek azonos beállítása mellett felvett jelsorozatokat hasonlítunk össze, és az értékelésnél figyelembe vesszük a módszer okozta torzítások lehetőségét. Az 1000 minta/sec-os mintavételi gyakoriság csak akkor elégíti ki az első mintavételi határt, ha a beállított felülvágó szűrő törésponti frekvenciája 200 Hz körüli értékű. A motoros egység potenciálok teljesítményének döntő hányada a 20 Hz feletti komponensekben jelentkezik. Kis interferencia esetén az összteljesítmény növekedés mellett mind az alacsonyabb, mind a magasabb frekvenciák felé relatív növekedés tapasztalható. Nagyobb interferencia esetén az összteljesítmény további növekedése mellett, elsősorban a magasabb frekvenciájú komponensek relatív növekedése válik kifejezetté. Domináns frekvenciasávnak az elméletileg egymás mellé tett motoros egység potenciáloknak megfelelő frekvenciákat kaptuk meg, míg a motoros egység potenciálok ismétlődési idejének megfelelő komponensek két nagyságrenddel alacsonyabb értékkel, alig kimutathatóan jelentkeztek (20).

Ismertetett eljárásainkból kitűnik, hogy számítógépes módszereink kidolgozásakor elsősorban a motoros egység potenciál fő paramétereinek, tipikus jelalakjának megállapítására és a jelalak felismerésére, illetve az ezekkel kapcsolatos metodikai kérdések tisztázására törekedtünk.

Az interferencia görbe elemzésére tehát kevesebb figyelmet fordítottunk és eddig csak egy programot dolgoztunk ki. Ennek az algoritmusnak az alapvető célja az interferencia jel nagyfokú fluktuációjából adódó zajszűrési probléma megoldása volt.

Az algoritmus a digitálizált felvételeket kétszintű szűréssel számította. Az első szűrést az adatbeolvasát követő $K = 2N + 1$ pontos, $L < K - 1$ fokú polinomos simítás adta. Itt különböző K és L értékekkel jellemzett szűrést próbáltunk ki, és a gyakorlatban a $K = 5$ pontos, $L = 2$ fokú simítás adta a legjobb eredményt.

Az így kapott simított görbén lokális maximum és minimum helyeket (pozitív és negatív csúcsoakat) kerestünk, majd ennek alapján meghatároztuk a csúcsoak fel- és lefutási idejét. A simított jelso-rozat még számos, nem szignifikáns csúcsoat is tartalmazott, és ezek közül a második fokozatban alkalmazott szűrés választotta ki a tényleges csúcsoat. A második szűrés a dinamikus zajkorlát alkalmazásán alapult, és lényege az volt, hogy a talált csúcs utáni intervallumban (a következő csúcsig) csak a csúcs amplitudójának 20 %-ánál nagyobb változásokat tekintettük csúcsnak. Az eljárás előnye az volt, hogy bizonyította simítási módszerek alkalmazhatóságát, valamint rendkívül kis futási idővel szolgáltatta a jel le- és lefutási idejének átlagértékeit (35).

Számítógépes eljárásaink továbbfejlesztésekor részben azoknak a feladatoknak a megoldásával szeretnénk foglalkozni, melyekről az ezután elhangzó két referátumban lesz szó, részben pedig a motoros egység potenciál ismétlődési idejének sokoldalú elemzését biztosító programok kidolgozására törekszünk.

Irodalom

- (1) Agarwal, G.C., Gottlieb, G.L.: An analysis of the electromyogram by fourier, simulation and experimental techniques. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1975. Vol. BME-22, No. 3, 225-229.

- (2) Altunk, S.S., Hildress, C.T., Demund, S.M., McCall, W.D., Ash, M.M.: An interactive computer peripheral to measure the electromyographic silent period. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1976. 23.2. 160-164.
- (3) Basmajian, J.V.: *Muscles alive*. Baltimore 1967.
- (4) Bergmans, J.: Computer assisted on line measurement of motor unit potential parameters in human electromyography. *Electromyography* 1971. Nr.2. 161-181.
- (5) Bergmans, J., Rosselle, N., Verheyen, G., Schellens, L.: The kinetics of transmitter release in myasthenia gravis. I. An electrophysiological analysis of the storage of transmitter. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 1972. 12: 443-488.
- (6) Bergmans, J., Rosselle, N., Verheyen, G., Schellens, L.: The kinetics of transmitter release in myasthenia gravis. II. An electrophysiological analysis of the replenishment of transmitter stores. *Electromyogr.clin.Neurophysiol.*, 1973. 13: 3-58.
- (7) Bergmans, J., Rosselle, N., Verheyen, G., Schellens, L.: The kinetics of transmitter release in myasthenia gravis. III. An electrophysiological analysis of the release of transmitter. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 1973. 13: 145-173.
- (8) Bergmans, J.: Computer-assisted measurement of the parameters of single motor unit potentials in human electromyography. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (Ed: Desmedt, J.E.) Basel. 1973. Vol. 2: 482-488.
- (9) Doyle, P. T., Hill, D.W., Perry, I.R., Stanton, S.L.: Computer analysis of electromyographic signals from the human bladder and urethral and anal sphincters. *Investigative Urology*, 1975. 13. 3. 205-210.
- (10) Ekstedt, J.: Human single muscle fiber action potentials. *Acta Physiol. Scand* 1964, Vol. 61. Suppl. 226.

- (11) Gath, I.: On the separation of semiperiodic superimposed point processes: application to electromyographic signals. *Comput. Programs Biomed.* 1975. 4.3. 137-143.
- (12) Gath, I., Stalberg, E.: Requency and time domain characteristics of single muscle fibre action potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1975, 39: 371-376.
- (13) Grieve, D. W., Cavanagh, P. R.: The quantitative analysis of phasic electromyograms. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, (ed) Desmedt, J. E., 1973. Vol. 2. 489-496.
- (14) Hirose, K., Soube, I.: Quantitative electromyography - A method by computer analysis. *Electromyography. clin. Neurophysiol.*, 1972. 12: 421-429.
- (15) Illyés, S.: A motoros egység működésének akaratlagos szabályozása. *Magyar Pszichológiai Szemle* 1974, 2: 159-175.
- (16) Illyés, S., Ivanyos, L., Tóth, J.: Akaratlagosan kiváltott motoros egység potenciálok számítógépes feldolgozása. III. Orvostechnikai Konferencia, Budapest, 1974, 182-186.
- (17) Illyés, S., Tóth, J.: A motoros egység potenciál monopoláris és bipoláris elvezetése. *Medicor News. Közlés alatt.*
- (18) Illyés, S., Ivanyos, L., Tóth, J.: Elektromyografiai jelek számítógépes feldolgozása. *Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola Évkönyve VIII. Közlés alatt.*
- (19) Illyés, S., Tóth, J., Molnár, E.: Az elektromyogramm számítógépes értékelése. 7. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1976.
- (20) Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Különböző hosszúsági és erő kifejtési szinten kapott EMG jelek Fourier elemzése. *Magyar EEG Társaság XIX. tudományos ülése, Sopron, 1975. (Előadás.)*
- (21) Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Elektromyografiai jelek számítógépes feldolgozásának problémái. IV. Mozgásbiológiai Szimpózium, Tihany, 1975. (Előadás.)

- (22) Jenerick, H.: An analysis of the striated muscle fiber action current. *Biophysical Journal*, 1964. Vol. 4. Nr.2. 77-91.
- (23) Kopec, J., Hausmanowa-Petrusewicz, J., Wolynski, M.: Automatic analysis in electromyography. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (Ed.: Desmedt), Basel, 1973. Vol. 2. 477-481.
- (24) Lee, R.G., White, D.G.: Computer analysis of motor unit action potentials in routine clinical electromyography. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (Ed.: Desmedt), Basel, 1973, Vol. 2. 454-461.
- (25) Lee, R.G., Ashby, P., White, D.G., Aguayo, A.J.: Analysis of motor conduction velocity in the human median nerve by computer simulation of compound muscle action potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1975, 39: 225-237.
- (26) Lissák, K., Grastyán, E., Karmos, Gy., Kellényi, L.: Gépi adatfeldolgozó eljárások jelentősége a biológiában és az orvostudományban. *Orvos és Technika*, 1965.III.5: 130-136.
- (27) Magora, A., Gonen, B., Hananzauberman: Computer analysis of some electromyographic parameters in normal extraocular muscles. *EMG and Clinic. Neurophysiology* 1969. Vol.9. Nr.3.
- (28) Magora, A., Gonen, B.: A new technique for the extraction of the activity of single motor units from the electromyography of maximal contraction. *Electromyography* 1970. Nr.2. 155-170.
- (29) Magora, A., Gonen, B.: Computer analysis of the shape of spike from electromyographic interference pattern. *Elektromyography* 1970. Vol.10.261-271.
- (30) Magora, A., Gonen, B.: Computer joint analysis of frequency and duration of spike during maximal contraction of extraocular muscles. *Electromyography* 1971. Nr.3-4. 405-411.

- (31) Magora, A., Gonen, B.: Clinical evaluation of the analysis of the shape of electromyographic spike. Electromyography 1972. Vol.12, Nr.3, 255-266.
- (32) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J.: Konverzációs software LABORHIBRID-TPAi kiszámítógépes rendszerre. 4.NJSZT Kollokvium, Szeged, 1973. 99-111.
- (33) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Számítógépes mintafelismerés EMG jelsorozatban. Magyar EEG Társaság XIX. tudományos ülése, Sopron, 1975. (Előadás.)
- (34) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J., Kóré, L.: Biológiai jelek amplitudó és időanalízise. 6. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1975.
- (35) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Az elektromyográfias interferencia görbe számítógépes elemzése. Magyar EEG társaság XX.tudományos ülése, Esztergom, 1976.
- (36) Norris, F.H., Gasteiger, E.L.: Action potentials of single motor units in normal muscle. Electromyography and Clinical Neurophysiology 1955. 7: 115-126.
- (37) Norris, F.H.: The EMG. A Guide and Atlas for Practical Electromyography. Grune - Stratton, New York, 1963.
- (38) Pierce, D.S., Wagman, I.H.: A method of recording from single muscle fibers or motor units in human skeletal muscle. J. Appl. Physiol., 1964. 19: 366-368.
- (39) Prochazka, V.J., Conrad, B., Sindermann, F.: Computerized single unit interval analysis and its clinical application. New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology. (Ed: Desmedt, J.E.). Basel, 1973, Vol.2.462-468.
- (40) Tóth, J., Ivanyos, L., Molnár, E.: Biológiai jelek rögzítése és feldolgozása LABORHIBRID modulokat alkalmazó rendszerekkel. 4. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1973. 86-98.

- (41) Tóth, J., Ivanyos, L., Illyés, S.: A zajkorlát és a mintaszám jelentősége EMG jelek számítógépes feldolgozásánál. Magyar EEG Társaság XVIII. tudományos ülése. Szeged, 1974. (Előadás.)
- (42) Tóth, J., Ivanyos, L., Illyés, S.: Akaratlagosan kiváltott motoros egység potenciálok jelalakja és frekvenciája. Magyar EEG Társaság XIX. tudományos ülése. Sopron, 1975. (Előadás.)
- (43) Tóth, J., Illyés, S.: Terhelt izom elektromyogramjának számítógépes elemzése. V. Mozgásbiológiai Szimpózium 1976. Tihany, (Előadás.)
- (44) Tóth, J., Ivanyos, L., Molnár, E., Illyés, S.: A motoros egység potenciálok számítógépes átlagolása. Magyar EEG társaság XX. tudományos ülése. Esztergom, 1976. (Előadás.)
- (45) Tóth, J., Molnár, E., Illyés, S.: A motoros egység potenciál átlagértékei és szórásai. 7. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1976.
- (46) Tóth, J., Illyés, S.: Computer analysis of single motor unit potentials. Third Int. Symposium on motor control. Albena, 1976.
- (47) Tóth, J., Ivanyos, L., Illyés, S.: A zajkorlát és a mintaszám jelentősége EMG jelek számítógépes feldolgozásánál. Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola Évkönyve VIII. (Közlés alatt.)